

Viabilidad del uso de fotodetectores SiPM en sistemas PET/IRM

J.J. Vaquero¹, S. España², E. Picado³, J. Cal-González³, L.M. Fraile³, J.L. Herraiz³, E. Vicente^{3,4}, M. Desco^{1,5}, J.M. Udías³

¹*Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid*

²*Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital & Harvard Med. School, Boston, USA.*

³*Grupo de Física Nuclear, Dpto. Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad Complutense, Madrid*

⁴*Instituto de Estructura de la Materia, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), Madrid*

⁵*Unidad de Medicina y Cirugía Experimental, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid*

juanjose.vaquero@uc3m.es

Resumen

El fotomultiplicador de silicio (SiPM) es un detector compuesto por una matriz de fotodiodos funcionando en modo avalancha, también conocido como modo Geiger. Se trata de un dispositivo de alta eficiencia en la detección de fotones que, por tratarse de un semiconductor, es compacto, teóricamente insensible a campos magnéticos, y de bajo coste. Además, la electrónica asociada es sencilla y podría integrarse en el mismo dispositivo. Estas características hacen de este componente un buen candidato para construir detectores de rayos gamma para imagen médica nuclear (PET y SPECT). En este trabajo se evalúan las prestaciones de tres detectores diferentes de $1 \times 1 \text{ mm}^2$ y una matriz de 2×2 SiPMs ($6 \times 6 \text{ mm}^2$ área activa total). Se ha analizado la dependencia de los parámetros operacionales del dispositivo en presencia de campos magnéticos estáticos intensos y de los campos de radiofrecuencia generados por un sistema de IRM preclínico, en condiciones extremas de trabajo en cuanto a intensidad y frecuencia de conmutación de los gradientes de campo. Al mismo tiempo se ha verificado que la presencia de estos dispositivos en la zona de imagen de la RM no afecta a la calidad de la misma.

1. Introducción

Aun cuando el traspaso a la clínica y la aplicación práctica de la imagen anatómica y funcional proporcionada por los sistemas combinados PET/RM o SPECT/RM [1, 2] están todavía por determinar, no cabe duda de que es un área de gran interés en la investigación y el desarrollo tecnológico de la imagen médica. La técnica multimodal PET/CT que domina el panorama clínico [3, 4] presenta limitaciones que hacen atractiva la sustitución del CT por la IRM: el CT, además de radiar al paciente con una dosis de radiación ionizante que ha de considerarse y que limita el número de exploraciones, tiene un contraste pobre en tejido blando.

Hasta ahora los desarrollos de prototipos de sistemas PET o SPECT compatibles con RM se han topado con el problema de los grandes campos electromagnéticos tanto estáticos como variables a los que se deben ver expuestos. En este entorno de trabajo, los tradicionales fotomultiplicadores (PMTs) no pueden rendir con las prestaciones necesarias [5, 6]. Intentos previos de usar semiconductores, como los fotodiodos de avalancha (APDs), no han pasado de prototipos de laboratorio dado

su coste y la complejidad tecnológica [6, 7]. La disponibilidad comercial de los denominados fotomultiplicadores de silicio (SiPMs) [8] ha permitido abordar estos desarrollos de forma más eficaz gracias a su alta ganancia, insensibilidad a los campos electromagnéticos y su sencillez de manejo.

En este trabajo se evalúan las prestaciones de varios SiPMs comerciales, con el fin de verificar su viabilidad como componentes básicos de detectores para sistemas preclínicos de alta resolución compatibles con los equipos de IRM de alto campo habitualmente utilizados en investigación. La compatibilidad con sistemas clínicos sería inmediata, dado que éstos tienen menores restricciones que los preclínicos en lo que se refiere a las prestaciones de los fotodetectores.

2. Materiales y Métodos

Se seleccionaron cuatro modelos comerciales de SiPMs (tres sencillos y una matriz), del fabricante Hamamatsu [9]. El centelleador utilizado ha sido LYSO [10] cortado en cristales de $1.5 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm} \times 12 \text{ mm}$, y un bloque de $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$, todos ellos pulidos en todas sus caras. El acoplo entre la ventana óptica del SiPM y el cristal se ha hecho con silicona óptica Bicon BC-300. Los lados no acoplados de cada cristal se recubrieron con un reflector difusivo PTFE [11]. El conjunto se acopló en un bloque de delrin mecanizado que, aparte de servir como soporte físico, blindaba de la luz exterior el conjunto centelleador-fotomultiplicador (fig. 1). La salida del SiPM se acopló a un preamplificador realimentado en carga basado en un operacional de Analog Devices AD8002 (1200 V/ms *slew rate*, ancho de banda de 600MHz) [12], blindado electromagnéticamente por un contenedor de cobre para evitar las interferencias de la señal de radiofrecuencia utilizada durante el proceso de adquisición de imagen en la RM. Se utilizaron cables micro-coaxiales para conectar el preamplificador con un osciloscopio digital (Agilent 6000, 2 GS/s, ancho de banda de 1 GHz) utilizado para monitorizar y digitalizar la señales. El conjunto del detector y su blindaje se posicionó en el centro de un escáner de RM de 7T (Bruker 70/210), junto con un termopar para monitorizar la temperatura del mismo, al lado de un maniquí y de las correspondientes bobinas

receptoras. De esta forma se pudo comprobar el funcionamiento del SiPM simultáneamente con una adquisición de imagen de RM. El resto del instrumental (osciloscopio y fuentes de alimentación) se colocó fuera de la línea de cinco Gauss. Para la adquisición de imagen de RM se usaron secuencias RARE y FLASH que utilizan gradientes de máxima intensidad y de conmutación muy rápida.

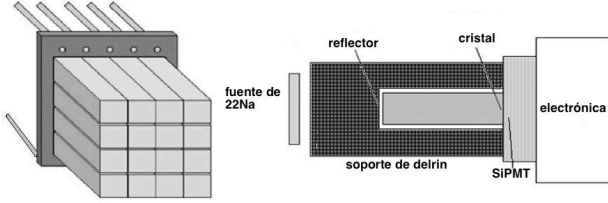


Figura 1: Matriz de cristales de centello acoplada a la matriz de SiPMs (izq.) sin el recubrimiento de delrim. Esquema del conjunto ensamblado de un cristal individual a un SiPM sencillo (dcha.).

Adicionalmente, se adquirieron señales de los detectores en iguales condiciones pero fuera de la línea de cinco Gauss, con el objeto de tener una referencia de funcionamiento sin la influencia del campo magnético estático. En todos los casos las medidas se repitieron para distintos valores de polarización del SiPM variando la tensión de la fuente de alimentación, dentro de los rangos aconsejados por el fabricante y siempre monitorizando la temperatura.

Para producir señales en el centelleador se colocó cerca de él una fuente puntual de ^{22}Na y se adquirieron los eventos por disparo individual del detector (*singles*). Los datos capturados por el osciloscopio fueron transferidos a un ordenador donde se procesaron para obtener medidas de resolución espacial intrínseca, resolución de energía y resolución temporal.

Para eliminar los efectos que pudiesen inducir la deriva de la ganancia o de la temperatura, se adquirieron imágenes en intervalos cortos de tiempo (cuadros) y se midió el desplazamiento de la posición del fotopico en el espectro de energía, conservando solo aquellos cuadros que no presentasen efectos de deriva.

Para valorar el efecto de la interferencia de RF sobre la señal obtenida en el SiPM, se adquirieron espectros individuales de cada uno de los SiPMs que componían la matriz en diferentes condiciones de trabajo: sin blindaje y sin limitación en banda, con blindaje y sin blindaje pero con un filtrado de la señal con una limitación en banda de 20 MHz.

3. Resultados y conclusiones

El estudio y la valoración de la variación de los parámetros operacionales de los dispositivos SiPM en función de la temperatura y de la tensión de polarización se ha comunicado en un trabajo previo [13].

El resultado de la comparación de los tres componentes individuales se puede ver en la figura 2: los tres componentes producían pulsos similares en respuesta a un centelleo en el cristal. Las ligeras diferencias en los niveles de ruido en la cola de la curva o en la constante de tiempo de caída son irrelevantes a la hora de calcular la energía de los eventos.

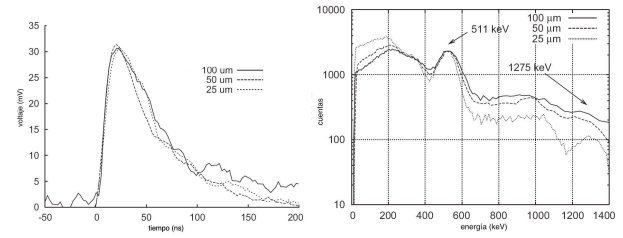


Figura 2: Pulso generado en los SiPMs individuales en respuesta a un suceso de centelleo en el cristal: dominio temporal (izq.) y espectro de energías (dcha.).

En las pruebas con la matriz de SiPMs se comprobó que los pulsos de RF generados por la secuencia de adquisición de imagen de IRM producían interferencias en la señal de los SiPMs. Si esta interferencia coincidía con la detección de una desintegración, las señales capturadas por el osciloscopio eran erróneas. En el caso de que el discriminador de energías identificase que se trataba de un pulso contaminado, se descartaba y no tenía mayor efecto que el hecho de haber perdido ese pulso. Si no era identificado como tal, el algoritmo de posicionamiento daba un resultado erróneo y la imagen resultante presentaba distorsiones. Este efecto se puede ver claramente en la figura 3. La misma figura muestra que el apantallamiento elimina el efecto de la interferencia sobre la imagen.

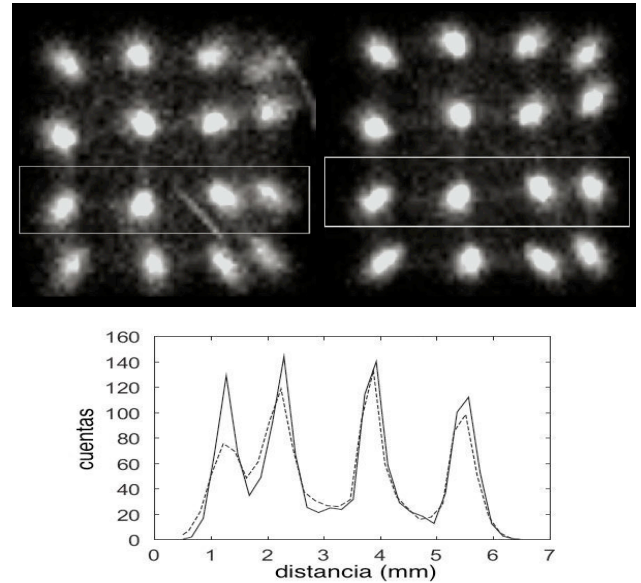


Figura 3: Efecto de la RF sobre la calidad de imagen de la matriz de SiPMs. Panel superior: imágenes reconstruidas sin apantallamiento ni filtrado en banda (izq.) y con apantallamiento (dcha.). Panel inferior: perfiles de las imágenes correspondientes a los rectángulos marcados en las mismas: sin (discontinuo) y con (continuo) apantallamiento.

El efecto de la interferencia de RF sobre la posición del fotopico individual de cada SiPM de la matriz se muestra en la figura 4: tomando como referencia un espectro adquirido sin la señal de RF, se puede apreciar que la limitación en banda de la señal contaminada con RF genera un espectro equivalente al de referencia, dado

que el aumento del área de la curva del espectro en la zona de dispersión se ve reducida cuando se aplica el filtrado a la señal. En aquellos casos en los que, además del aumento de la dispersión ha aparecido un desplazamiento del fotopico (abajo, derecha en la figura 4), el filtrado no corrige este desplazamiento.

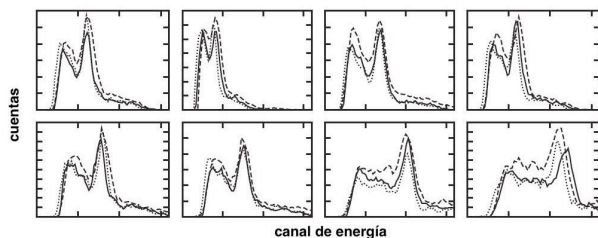


Figura 4: Efecto de la interferencia de RF sobre la posición del fotopico en los espectros individuales de ocho de los SiPMs de los dieciséis que forman la matriz: sin RF (continua), con RF (discontinua) y con RF y limitación en banda (punteada).

Otro efecto importante a considerar cuando se aplica el filtrado de la señal es la pérdida de eventos ocasionada por la discriminación en energía o en posición que sufren los eventos afectados por la interferencia de RF: comparando con el número de cuentas adquiridos por unidad de tiempo cuando no hay RF presente, en la adquisición sin filtrar se pierden el 28% de eventos debidos a saturaciones o valores fuera de rango cuando se calculan la energía y la posición del evento en la imagen. Sin embargo, estas pérdidas bajan al 10% si se aplica la limitación en banda a la señal del detector.

4. Conclusiones

Los resultados obtenidos en este trabajo demuestran que las prestaciones funcionales de los componentes de $1 \times 1 \text{ mm}^2$ individuales, así como las matrices de 2×2 dispositivos apenas se ven afectados por la presencia de campos magnéticos estáticos de hasta 7 teslas o por los campos EM variables cuando los SiPMs y la electrónica asociada se blindan adecuadamente.

También se ha comprobado que, en el caso de que el blindaje no se pueda utilizar por limitaciones de espacio dentro de la zona de imagen del imán de RM, la limitación en banda es efectiva y permite reconstruir imágenes del detector sin deterioro de su calidad, si bien se pierde sensibilidad en la adquisición de rayos gamma.

Las imágenes obtenidas con la matriz de SiPMs permiten distinguir los cristales centelleadores individuales con una fiabilidad comparable con la que se puede obtener con los mejores PMTs convencionales disponibles en el mercado [14].

También se ha verificado que el funcionamiento simultáneo del detector y del procedimiento de adquisición de imagen de RM es posible, dado que no hay efectos de cruzados ni interferencias inter-modalidades.

Por lo tanto, es posible concluir que los SiPMs estudiados son componentes adecuados para la implementación de detectores de rayos gamma compatibles con sistemas de IRM.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por los proyectos TEC2007-64731, TEC 2008-06715-C02-1 del Ministerio de Ciencia e Innovación, por la RETIC-RECAVA del Ministerio de Sanidad y Consumo, por el programa ARTEMIS S2009/DPI-1802 de la Comunidad de Madrid, por el proyecto europeo FMT-XCT FP7-201792, los programas FPA2007-62216, TEC2008-06715-C02-01, UCM (Grupos UCM; 910059), CPAN (Consolider-Ingenio 2010) y CSPD-2007-00042. Parte de los cálculos realizados en este trabajo se han hecho en el ‘‘High Capacity Cluster for Physical Techniques’’ de la UCM, financiados en parte por la UE bajo el programa FEDER, y en otra parte por la UCM.

Referencias

1. Raylman, R.R., et al., *Simultaneous MRI and PET imaging of a rat brain*. Physics in Medicine and Biology, 2006. 51(24): p. 6371-6379.
2. Goetz, C., et al., *SPECT Low-Field MRI System for Small-Animal Imaging*. Journal of Nuclear Medicine, 2007. 49(1): p. 88-93.
3. Townsend, D.W., *Multimodality imaging of structure and function*. Physics in Medicine and Biology, 2008. 53: p. R1-R39.
4. Townsend, D.W., *Dual-Modality Imaging: Combining Anatomy and Function*. Journal of Nuclear Medicine, 2008. 46(6): p. 938-955.
5. Binkley, D.M., et al., *A Power Efficient, Low Noise, Wideband, Integrated CMOS Preamplifier for LSO/APD PET Systems*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2000. 47(3): p. 810 - 817.
6. Vaska, P., et al., *Effects of intercrystal crosstalk on multielement LSO/APD PET detectors*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2003. 50(3): p. 362- 366
7. Ziegler, S.I., et al., *A prototype high-resolution animal positron tomograph with avalanche photodiode arrays and LSO crystals*. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 2001. 28(2): p. 136-143.
8. Song, T.Y., et al., *A sub-millimeter resolution PET detector module using a multi-pixel photon counter array*. Physics in Medicine and Biology, 2010. 55(9): p. 2573-2587.
9. Schaart, D.R., et al., *A novel, SiPM-array-based, monolithic scintillator detector for PET*. Physics in Medicine and Biology, 2009. 54(11): p. 3501-3512.
10. Johnson, E.B., et al., *Energy Resolution in CMOS SSPM Detectors Coupled to an LYSO Scintillator*. Nuclear Science, IEEE Transactions on, 2009. 56(3): p. 1024-1032.
11. Seidel, J., et al., *Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module*. Ieee Transactions on Nuclear Science, 1999. 46(3): p. 485-490.
12. Devices, A., *Dual 600 MHz, 50 mW Current Feedback Amplifier*. Analog Devices datasheet, 2001. C01044b-0-4/01(D).
13. España, S., et al., *Performance evaluation of SiPM photodetectors for PET imaging in the presence of magnetic fields*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2010. 613(2): p. 308-316.
14. Vaquero, J.J., et al., *Performance characteristics of a compact position-sensitive LSO detector module*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998. 17(6): p. 967-978.